### Titel

Pilotstudie-Normdaten für Alltagsbewegungen. Vergleich zwischen der Kinematik von Normprobanden und Prothesenträger unter Einbeziehung verschiedener Prothesensysteme

# Zusammenfassung

Quantitative Daten sind heutzutage für medizinisches Personal unabdingbar um teure Verordnungen vor dem Kostenträger rechtfertigen zu können [1]. Deshalb wurden Normdaten erstellt, die einen Vergleich mit Prothesenträgern zulassen und so die Funktionalität der Prothesenmodelle anhand quantitativer Daten veranschaulichen.

### Einführung

Die qualitative kinematische Betrachtung der oberen Extremität findet aufgrund der Vielfältigkeit, Komplexität und der Anzahl der Freiheitsgrade nur begrenzt Anklang in der Klinik [2,3]. Da Alltagsbewegungen (ADL) Rückschlüsse auf die Selbständigkeit von Personen im Alltag ermöglichen [4], sowie die Funktionalität des Prothesentyps bestimmen können, ist ein Hauptziel dieser Arbeit die Quantifizierung des Bewegungsmusters bei unilateralen und bilateralen Tätigkeiten (8 ADL) bei Personen ohne pathologischen Einschränkungen und exemplarisch bei zwei Prothesenträgern (PT).

#### Methodik

20 männliche Probanden (Alter: 26,3±2,17) und zwei PT wurden mit dem publizierten Oberkörpermodell von Japsers et al.[5] via 3D Bewegungsanalysesystem aufgenommen. Die Teilnehmer platzierten sich in der Mitte des Messaufbaus (17 Infrarotkameras, 150 Hz Aufnahmefrequenz). Jede ADL wurde fünfmal aufgenommen. Anschließend wurden die Daten in Matlab importiert, wo die Segment- und Winkelberechnung in Anlehnung an Jaspers et al., die Phasensegmentierung und Normierung mit Hilfe von zuvor aufgezeichneten Triggern durchgeführt wurden. Die Mittelwertsverläufe und die Standardabweichung werden abschließend über die Zeit und phasennormiert dargestellt. Die zwei PT wurden mit dem gleichen Setup aufgenommen und der Normgruppe gegenübergestellt. Der Arm Profile Score [6] und der Range of Motion, ROM dienen zur Veranschaulichung der Funktionalität des Prothesentyps für den PT.

# Ergebnisse

Die Abb. zeigt eine ADL, in der die Probanden ein Tablett anheben und abstellen. Dargestellt ist die Ellenbogen Flexion (d), Schulter Abduktion (c), Clavicula Elevation (b) und Lateral Flexion des Torsos (a) für 20 Normprobanden (grau) und zwei PT (blau: PT1, grün: PT2) mit verschiedenen Prothesen (Michelangelo MA, Sensorhand Speed SHS, AxonHook AH, Ottobock). PT1 weist eine limitierte Ellenbogenflexion (ROM - MA: 45,81°±2,22°, SHS: 43,74°±2,92°, Norm: 77,33°±2,40°) und eine erhöhte Clavicula Elevation (MA:18,90°±1,09°, SHS:24,57°±1,20°, Norm: 4,38°±0,66°) mit der SHS auf. Der ROM der Schulter ist für die SHS am Höchsten (MA: 12,37°±1,66°, SHS:16,40°±1,94°, Norm:16,00°±1,62°). Der ROM des Torsos liegt außerhalb der Norm (MA: 8,25°±1,12°, SHS:12,83°±1,62°, Norm:5,95°±1,15°). PT2 zeigt eine geringe Limitation im Ellenbogengelenk (MA: 70,68°±2,47°, SHS:66,34°±3,72°, AH:72,60°±2,05°) und eine erhöhte Clavicula Elevation (MA:9,87°±0,93°, SHS:23,12°±1,68°, AH:11,45°±0,84°). Der ROM in der Schulter ist bei der MA:13,63°±1,29°, SHS:25,80°±2,23° und AH:15,78°±1,58°. Der Torso ist norm-konform (MA:5,00°±0,76°, SHS:6,07°±0,90°, AH:6,29°±0,80°). Die Dauer der ersten Phase beträgt für die Norm 26,5%, für PT1 MA 25,6% und SHS 33,1%, PT2 MA 27,9%, SHS 38,6% und AH 30,6%. Der APS der Normgruppe beträgt 6,17°. PT1 liegt mit der MA (4,85°) innerhalb und der SHS (18,57°) außerhalb der Norm. PT2 zeigt mit der MA (1,38°) den geringsten APS verglichen mit der SHS (12,91°) und den AH (2,86°).

## Schlussfolgerung

Um Ausgleichsbewegungen eines PT interpretieren zu können, ist das Verständnis des Bewegungsmusters der Normgruppe unabdingbar. Abb. b zeigt eine hohe Streuung der Normdaten, bedingt durch die unterschiedliche anatomische Lage der Clavicula und Körperhaltung der Probanden. Die SHS verursacht bei beiden PT eine erhöhte Clavicula Elevation (b), die aus einem fixierten Handgelenk resultiert. Ebenfalls zeigt sich bei PT1 ein erhöhter ROM im Torso. Dieser wird ebenso durch das fixierte Handgelenk und durch die limitierte Ellenbogen Flexion verursacht. Die Limitierung des Ellenbogens kann durch die Stumpflänge verursacht werden. PT1 besitzt einen kürzen Stumpf als PT2, der in Anlehnung an die Abb. weniger Limitation im Ellenbogengelenk aufweist. Deutlich wird auch die Phasenverschiebung der PT. Die Ursache dafür liegt an der benötigten Zeit für die Aktivierung und Kontrolle der Prothesen. SHS benötigt bei beiden PT eine längere erste Phase. Aus der Abb. gehen deutliche Kompensationsbewegungen hervor, die durch eine qualitative kinematische Betrachtung veranschaulicht werden können und Aufschluss über die Funktionalität der Prothesensysteme für den jeweiligen Nutzer geben. In Folgestudien sollen weitere Prothesenträger aufgenommen werden um diese Ergebnisse zu unterstreichen.

### Literatur

- [1] Hill W, et al. Functional outcomes in the who-icf model: establishment of the upper limb prosthetic outcome measures group, Journal of Prosthetic and Orthotics, 21:(2) 115-119, 2009.
- [2] Carey SL, et al. Compensatory movements of transradial prosthesis users during common tasks, Clinical Biomechanics, 23: 1128-1135. 2008.
- [3] van Andel CJ, et al. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks, Gait & Posture, 27: 120-127, 2008.
- [4] Locher R. (Technikum Wien), The Value of Activities of Daily Living For unilateral Upper Arm Amputees, 2008.
- [5] Jaspers E, et al. The reliability of upper limb kinematics in children with hemiplegic cerebral palsy, Gait & Posture, 33(4): 568–75, 2011.
- [6] Jaspers E, et al. The Arm Profile Score: a new summary index to assess upper limb movement pathology. Gait & posture, 34(2), 227-233. 2011.

